

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA**  
**Departamento de Prótesis Bucofacial**



**Caracterización ultraestructural y  
propiedades mecánicas de un material de  
matriz cerámica infiltrada con polímero  
ENAMIC®**

**Autor: Cristian Abad Coronel**

Director: Prof. Dr. Guillermo Pradíes Ramiro

**Trabajo Fin de Máster en Ciencias  
Odontológicas**

**Madrid 2014**





D. Guillermo Jesús Pradíes Ramiro, Profesor Titular del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid,

CERTIFICA:

Que el trabajo de investigación “**Estudio de las propiedades mecánicas y caracterización ultraestructural de un material de matriz cerámica infiltrada con polímero ENAMIC®**” del que es autor Don. Cristian Abad Coronel, ha sido realizado bajo su dirección y supervisión, considerando que reúne las características para ser defendido ante un Tribunal para la obtención del Máster de Ciencias Odontológicas.

Y para que conste donde proceda, firmo el presente certificado.

Madrid, a 1 de Septiembre de 2014.

Agradecimientos:

A Dios. Mi agradecimiento especial para mi Profesor y guía de este camino, Guillermo. Adicionalmente mi gratitud para José Bartolomé y Anton Smirnov, colaboradores de este trabajo.

# Í N D I C E

1. Introducción.....	6
2. Justificación y Objetivos.....	22
3. Hipótesis de trabajo.....	26
4. Material y métodos.....	27
5. Resultados.....	40
6. Discusión.....	56
7. Conclusiones.....	67
8. Bibliografía.....	69

# **1. INTRODUCCIÓN**

## **CONSIDERACIONES PREVIAS**

**L**os materiales dentales han experimentado una gran evolución en la última década. Las empresas fabricantes involucradas en el

mercado dental en base a la demanda de profesionales y pacientes se encuentran constantemente en la necesidad de investigar y crear materiales que cumplan con las propiedades mecánicas y estéticas exigidas. Las nuevas tecnologías de manufactura se han incorporado también al mundo odontológico, sobre todo en el campo de la rehabilitación oral. Es por ello que periódicamente se encuentran disponibles en el mercado distintos tipos de nuevos materiales que requieren de investigaciones tanto clínicas como de laboratorio para tomar la decisión de ser utilizados en la práctica clínica con el fin de obtener los resultados esperados referentes a las propiedades ópticas y mecánicas. En la actualidad, la tecnología de diseño asistido por ordenador y fabricación asistida por ordenador (CAD CAM) es una de las más utilizadas para elaborar diversos tipos de restauraciones como prótesis fija de coronas y puentes<sup>20</sup>, incrustaciones y carillas. Los materiales utilizados para este tipo de restauraciones han experimentado una gran evolución y se presentan en dos grandes grupos: materiales cerámicos y materiales poliméricos que a su vez se subdividen en función del tamaño y tipo de relleno en: macropartícula, micropartícula, de relleno híbrido y nanoparticulados<sup>10</sup>. Las restauraciones directas confeccionadas con estos materiales, son enormemente sensibles a la técnica de aplicación y, constituyen un

gran reto para el odontólogo clínico<sup>34</sup>. Por otra parte, la rapidez en la obtención, la precisión y la eliminación de varios pasos de la técnica tradicional en su fabricación hacen de las técnicas indirectas una opción válida a la hora de seleccionar un material. Los materiales disponibles en bloques monolíticos sinterizados han permitido dar un salto importante en el campo de la rehabilitación oral moderna.

Existen diversos materiales dentales disponibles para los sistemas CAD CAM utilizados<sup>21</sup> para elaborar restauraciones indirectas basadas en materiales cerámicos y/o polímeros como: disilicato de litio, silicato de litio, polimetilmetacrilato, porcelana feldespática, composite, zircona, y el material objeto de este estudio, una matriz de polímero infiltrado con cerámica. (MMCIP).

El MMCIP es un material elaborado por la empresa VITA. Se denomina comercialmente ENAMIC y ha sido lanzado al mercado en el mes de marzo de 2013. El fabricante lo ha catalogado como un material con propiedades mecánicas y ópticas que presentan similitud a los tejidos dentarios, un objetivo largamente perseguido por la industria odontológica y los profesionales del campo de la odontología restauradora. Las mejoras anticipadas expuestas por el fabricante son

la reducida fragilidad, rigidez y dureza acopladas con flexibilidad, resistencia a la fractura y un fresado más rápido comparado con las cerámicas. Otra ventaja sería la menor posibilidad de tener un comportamiento abrasivo con el esmalte de las piezas antagonistas. Estas propiedades, según el fabricante se derivan de la combinación de los beneficios brindados por las cerámicas y a la vez por las características positivas de los materiales poliméricos. Otro reto para los fabricantes ha sido atenuar las características negativas de ambos tipos de materiales y mejorar su comportamiento clínico, como el excesivo desgaste provocado por las cerámicas en el esmalte de la superficie antagonista, para lo cual lo ideal sería conseguir un material con un módulo de elasticidad similar a la dentina y una dureza que estuviera entre el valor que presenta el esmalte y aquel que presenta la dentina. Las cerámicas tienden a ser más rígidas y presentan mayor fragilidad, mientras los composites son resilientes, menos rígidos y presentan mayor desgaste en el tiempo.<sup>3</sup> Para seleccionar un material de restauración indirecta, sus propiedades ópticas constituyen un criterio importante para obtener rehabilitaciones estéticas de las piezas afectadas.

A nivel clínico, Preissner reportó un caso complejo donde demostró la utilidad clínica al usar restauraciones con materiales plásticos en pacientes con amelogénesis imperfecta<sup>3</sup>. Dirxen, Bluck y Preissner<sup>9</sup>, realizaron una publicación “a propósito de un caso” en el cual un paciente con erosión en sus piezas dentales por reflujo gastroesofágico fue tratado mediante restauraciones realizadas mediante MMCIP y se realizó su seguimiento durante 6 meses. En el mencionado artículo los autores confirmaron las ventajas de disponer de un material intermedio entre la cerámica y la resina, aprovechando las fortalezas de la cerámica como la resistencia al desgaste, pulido superficial, alta densidad y disminuyendo sus limitaciones como la alta rigidez y el desgaste de la superficie oclusal antagonista. Además consideran como una ventaja que se requirieron preparaciones mínimamente invasivas, con el consecuente menor desgaste del tejido dentario sano remanente.

El análisis de las propiedades mecánicas de los materiales dentales permiten evaluar su comportamiento biomecánico, ante distintos escenarios donde las cargas presentan diversos valores y direcciones. En el presente trabajo las propiedades mecánicas del MMCIP referentes a la tensión de rotura, dureza, tenacidad y módulo



de Weibull han sido analizadas. A continuación se muestran los fundamentos básicos que definen algunas de las características de las propiedades analizadas.

## **DETERMINACIÓN DE LA TENSIÓN DE ROTURA Y EL MÓDULO DE ELASTICIDAD**

La resistencia a la flexión ( $\sigma_f$ ) de un material es su capacidad para soportar esfuerzos aplicados en su eje longitudinal entre los puntos de apoyo. Los esfuerzos inducidos por una carga de flexión son una combinación de esfuerzos de tracción, compresión y cizalla. La tensión máxima o tensión de fractura en el ensayo de flexión se denomina módulo de rotura o resistencia a la flexión. Para las pruebas de flexión, generalmente se mecanizan probetas de sección rectangular que se apoyan en dos soportes y posteriormente sobre el punto medio se aplica una carga. La resistencia a la flexión,  $\sigma_f$ , se define como el cociente entre el momento de flexión,  $MB$  en el caso de la fractura de la probeta y su momento de resistencia,  $W$ . Las probetas ensayadas fueron de geometría prismática. La resistencia a la flexión máxima se calcula por medio de las ecuaciones descritas a continuación:

*Probeta prismática:*  $\sigma = \frac{3 \cdot L \cdot Q}{2 \cdot a \cdot h^2}$  (2.10) Donde  $\sigma$  es el módulo de rotura,  $Q$  la máxima carga aplicada,  $L$  la distancia entre los apoyos de la parte inferior y  $d$  el diámetro para el caso de geometría cilíndrica y  $a$  y  $h$  son el ancho y alto, respectivamente, de la probeta para el caso de geometría prismática. Mediante estos ensayos también se pudo determinar el módulo de elasticidad del material. Para ello se representa la tensión frente a la deformación producida en el material. La pendiente del tramo recto corresponde al módulo elástico (E). La deformación máxima se calcula por medio de las siguientes expresiones:

$$\text{Probeta prismática: } \varepsilon = \frac{6 \cdot D \cdot h}{L^2}$$

Donde  $\varepsilon$  es la deformación unitaria,  $D$  es el desplazamiento,  $L$  la distancia entre apoyos y  $d$  y  $h$  son el diámetro o el espesor de la muestra, respectivamente, según corresponda a la geometría. La curva de tensión deformación describe la disposición del módulo elástico.

El ensayo de flexión es de tipo estático y es el más empleado para medir las propiedades mecánicas de los materiales cerámicos. La resistencia es una propiedad mecánica importante que determina el comportamiento frágil de los materiales<sup>7</sup>. Sin embargo la presencia de micro fracturas y defectos que se originan inherentemente durante el

procesado térmico o mecánico del material pueden influenciar significativamente la medición de la resistencia.<sup>6</sup> Un cuerpo puede ser sometido a fuerzas de compresión, tracción u horizontales, que son patrones de dirección de las fuerzas. Sin embargo, en la cavidad bucal se presentan comportamientos mixtos originando patrones mucho más complejos.

Existen diferentes métodos de ensayo para medir la tensión de los materiales cerámicos, como la flexión biaxial, la flexión sobre tres puntos y la flexión sobre cuatro puntos. El ensayo de flexión a tres puntos es el método estándar para el estudio de esta característica mecánica. Sin embargo, tiene limitaciones debido a su inherente sensibilidad a los fallos y defectos que pueden aparecer en los bordes del espécimen. La alternativa es el ensayo de flexión biaxial, que necesariamente requiere del conocimiento del coeficiente de Poisson y del módulo elástico del material. El coeficiente de Poisson es la relación entre el incremento en longitud (deformación axial) y la disminución en la sección transversal (deformación lateral), al someter a un material a una fuerza de tracción. El módulo de elasticidad, también llamado módulo de flexión se define como la proporción existente entre la tensión a la que se somete el material y la

deformación irreversible o elástica que éste sufre, se expresa en Pascales (Pa) y si la fuerza aplicada cesa, el material recupera su forma original. A mayor valor del módulo elástico del material, más rígido se lo considera.

## **INDENTACIÓN VICKERS**

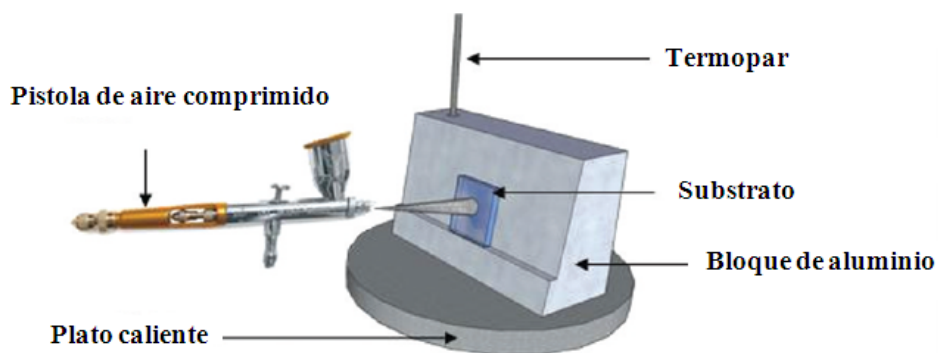
En los materiales frágiles como las cerámicas, las fracturas tienen su origen en un punto localizado, sea por una falla o un defecto que se ha desarrollado desde un proceso mecánico, térmico o químico, que usualmente actúa como un lugar de concentración de estrés. La carga aplicada puede originar microcracks que se inician desde este punto hasta llevarlo a una falla catastrófica. Tres tipos de extensión de la línea de fractura pueden afectar a los materiales cerámicos; extensión subcrítica del crack, la extensión estable del crack y la extensión inestable del crack. La dureza es la resistencia a la indentación o hendidura y se expresa como valor de dureza, dependiendo del método utilizado para su determinación, a saber: dureza Vickers, dureza Rockwell o dureza Brinell. En general, valores bajos de número de dureza indican un material blando y viceversa. Los

materiales más duros son más difíciles de pulir por medios mecánicos y más resistentes a la abrasión<sup>8</sup>.

## **DIFRACCIÓN DE RAYOS X**

El análisis de materiales por difracción de rayos X (DRX) de una muestra en polvo<sup>17,18</sup> es una técnica no destructiva muy valiosa en la caracterización de materiales cristalinos, ya que permite identificar la fase o fases cristalinas presentes, y dentro de ciertos límites también un análisis cuantitativo de las mismas. También es extraordinariamente útil en la determinación de la estructura cristalina de una fase determinada, de sus parámetros de la celda unidad a partir de la identificación individual de los máximos de difracción, y junto a estos parámetros otros muchos datos cristalográficos mediante análisis de perfiles por el método de Rietveld.<sup>19</sup>

Cuando un haz de rayos X monocromático llega a un cristal pueden producirse dos tipos de interacciones: a) Inelásticos (con cambio de energía y momento), en los que los fotones interactúan con los átomos de la red cristalina y dan lugar a absorción,



y b) elásticos (sin pérdida de energía), que dan lugar a reflexión, refracción y difracción de los rayos X.

La cristalografía de rayos X se utiliza no solo para obtener estructuras desconocidas, sino también para determinar la composición de muestras de suelos o minerales, así como para la identificación de metales y otros elementos. Cada sustancia mineral forma cristales con una celda unidad y simetría determinada, que resulta en un patrón de difracción característico. La difracción por el método de polvo es muy usada para este tipo de aplicaciones, por ser sencillo comparar el espaciado entre los anillos de difracción con los valores compilados por el *Joint Committee on Powder Diffraction Standards* (JCPDS)<sup>11</sup>.

El método analítico de difracción de rayos X de polvos cristalinos proporciona información cualitativa y cuantitativa acerca de los compuestos presentes en la muestra sólida. Entre los requerimientos de esta técnica de análisis están:

- a) Para polvos: se requiere que la muestra sea un polvo muy fino y homogéneo, con el objeto de que la mayor parte de las partículas se encuentren orientadas de tal forma que se cumpla la condición de Bragg, que enuncia que cuando el haz de rayos X es dispersado por una red cristalina, se observan picos de intensidad dispersada que corresponden a que el ángulo de incidencia sea igual al ángulo de dispersión y que la diferencia de longitud de trayectorias sea igual a un número entero de longitudes de onda.
- b) Para muestras cristalinas: se requiere que la muestra esté pulida y muy limpia.

## **MODULO DE WEIBULL**

Cuando un test de flexión ha sido utilizado para medir la resistencia de una cerámica, un promedio es calculado en base a los valores obtenidos en cada muestra examinada. Wallodi Weibull (18 de

junio de 1887-Annecy, 12 de octubre de 1979) fue un ingeniero sueco que desarrolló una ecuación matemática para manejar la estadística de la resistencia. A causa de la distribución de los defectos dentro del material hay una considerable variación de la resistencia a la fractura de muestra a muestra, por lo que es probable que el valor promedio no sea real. Al contrario de los metales que exhiben una distribución Gaussiana (normal), las cerámicas presentan una distribución asimétrica. La curva de distribución de la resistencia para las cerámicas generalmente comienza en un valor bajo, se incrementa gradualmente a un valor más alto y luego disminuye en el rango más alto de la resistencia. Por lo tanto, en una restauración cerámica existe una probabilidad finita de que el fallo se provoque en valores cercanos a cero. Una manera alternativa de describir esta situación es que, ante una carga determinada, una fracción del espécimen analizado sobrevivirá.

En los materiales cerámicos existe una dispersión considerable de defectos, es decir, existen defectos de tamaño diferente. Esto significa que piezas creadas con el mismo material cerámico pueden fallar a diferentes valores de las máximas fuerzas aplicadas. La probabilidad de fallo de los materiales puede ser obtenida mediante la



obtención del Módulo de Weibull, el cual es un análisis estadístico de la fractura que provee un medio para encontrar la influencia sobre la resistencia de las gradientes de tensión y el tamaño del espécimen. El módulo de Weibull, determina la disposición de los defectos del material basado en la teoría del eslabón más débil, en el cual se asume que un volumen dado de cerámica bajo una carga uniforme fallará en la zona con mayor imperfección permitiendo evaluar su fiabilidad. El módulo de Weibull es un parámetro específico de cada material, el cual describe la distribución del tamaño del defecto. Es similar pero inversamente relacionado a la desviación estándar de una distribución normalizada. Valores típicos de este módulo son 5 para una tiza de pizarrón, 10 para cerámicas en ingeniería y 100 para el acero. Un mayor valor de este módulo asegura menor numero de defectos catastróficos, menor posibilidad de error en la estimación de la resistencia y una mayor fiabilidad clínica del material.

### **Caracterización microscópica**

La caracterización microscópica permite observar la cantidad de las fases que presenta un material, su identificación depende de la porosidad evaluada por el volumen, tamaño, forma y distribución de

los poros. Luego de identificada, cada fase presenta una serie de características referentes también a tamaño, forma, y orientación de los componentes. Estas características se analizan con diferentes clases de microscopio, como por ejemplo el microscopio óptico de luz reflejada y el microscopio electrónico de barrido. La microscopía electrónica es una técnica adecuada para analizar la morfología y estructura cristalina de un sólido a escala atómica, así como sus defectos y variaciones de periodicidad. Esta técnica de imagen es muy valiosa como complemento de otras técnicas estructurales (difracción de rayos X, etc) para una buena caracterización de la muestra. La principal ventaja de este tipo de microscopía es alcanzar una extraordinaria amplificación de la imagen de la muestra manteniendo un poder de resolución casi mil veces mayor que el óptico. Estas magníficas propiedades se deben a que la fuente de iluminación usada es un haz de electrones. Estos electrones primero son acelerados con una diferencia de potencial de decenas de kV, y posteriormente este haz pasa a través de una serie de lentes condensadoras y colisiona con la muestra provocando entre otros efectos la ionización de los átomos con la emisión subsecuente de electrones secundarios, electrones tipo Auger, y emisión de fluorescencia de rayos X. Las lentes deflectoras permiten barrer la muestra con el haz de electrones, y de este modo

puede construirse una imagen bidimensional que contiene información de la superficie y del volumen situado inmediatamente bajo ella. Las dos principales ventajas del SEM son el rango de ampliación y la profundidad de campo de la imagen<sup>16</sup>.

## 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

En el campo de los materiales dentales de reconstrucción o sustitución dentaria como ya se ha expuesto en la introducción, se trabaja básicamente en el campo de los materiales cerámicos y en el campo de los materiales plásticos.

Es bien conocido que las ventajas que poseen las cerámicas en algunos sentidos como: dureza, resistencia a la fractura, capacidad para ser pulida a alto brillo y mantener dicha característica, biocompatibilidad, resistencia a la tinción etc. hacen de este material un material “ideal” para cumplir con una serie de requisitos importantes en la rehabilitación oral.

Por otra parte, la facilidad de uso de los materiales plásticos, la economía de su producción, su elasticidad, etc. los hace también materiales muy interesantes para su uso en la rehabilitación oral.

El deseo de cualquier profesional y por ende el objetivo de la industria, es lograr formular un material que integre las ventajas de utilización de los dos, compensando las limitaciones de cada uno de manera independiente. Este sería el caso del material motivo de este estudio, conocido comercialmente como ENAMIC®

Al tratarse de un material novel, se dispone de una información científica bibliográfica muy limitada. Desde la introducción del material en el mercado se ha reportado un solo trabajo de origen independiente, realizado por Dalla Bona y cols.<sup>4</sup>, en el cual se destacan las características mecánicas del material y su caracterización microscópica

El resto de estudios, han sido realizados por investigadores relacionados con la compañía fabricante. Por otra parte, es importante resaltar que la elaboración de las probetas de estudio debería realizarse sobre bloques en presentación comercial. En este informe,

las características del material derivadas de las pruebas de flexión biaxial fueron realizadas de esta manera. Así pues, la necesidad de generar información independiente sobre la cual se determinarán las bases para realizar posteriormente un estudio analítico y comparativo con materiales de indicaciones clínicas similares, justifican la realización de este estudio.

## **Objetivos**

Los objetivos planteados en este estudio observacional analítico transversal fueron:

- 1) Realizar la caracterización mediante microscopía de difracción de rayos X (DRX) de la composición del material de matriz cerámica infiltrada con polímero (MCIP) en su presentación comercial ENAMIC<sup>®</sup> de bloques monolíticos para restauraciones fresadas.
- 2) Determinar los valores de resistencia a la fractura, dureza, tenacidad, módulo de Weibull y módulo elástico del material de matriz cerámica infiltrada con polímero (MCIP) en su presentación comercial ENAMIC<sup>®</sup> de bloques monolíticos para restauraciones fresadas.

3) Analizar las posibles consideraciones a que pudiera dar lugar los resultados obtenidos por nosotros en dicho estudio con respecto al comportamiento global esperado del material ENAMIC®

# 3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Los objetivos mencionados generaron las siguientes hipótesis nulas para su adaptación al análisis estadístico:

H<sub>0</sub> 1) No existen diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de la caracterización microscópica obtenidos en este estudio y los presentados en la literatura disponible, incluidos los proporcionados por el propio fabricante.

H<sub>0</sub> 2) No existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores obtenidos por nosotros para las propiedades mecánicas analizadas (dureza, tenacidad, tensión de rotura, módulo de Weibull, módulo elástico) y las documentadas en otros estudios y en la información declarada por el fabricante.



# 4. MATERIAL Y MÉTODO



**Figura 1**

## **Composición del MMCIP**

**E**l MMCIP está compuesto, según la información proporcionada por la casa VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) por una matriz cerámica equivalente al 86% del peso y al 75% del volumen y por una mezcla de monómeros que son infiltrados y polimerizados en

la matriz cerámica equivalentes al 14% del peso y al 25% del volumen<sup>1</sup>. Las composiciones de cada fase se expresan en las tablas 1 y 2.

Tabla 1. Composición de la fase cerámica.

Tabla 1. Composición de la fase cerámica:	
Compuesto	Porcentaje
Dióxido de sílice	58-63%
Oxido de aluminio	20-23%
Oxido de sodio	9-11%
Oxido de potasio	4-6%
Trióxido de boro	0,5-2%
Circona	< 1%
Oxido de calcio	< 1%

Tabla 2. Composición de la fase polimérica.

Tabla 2. Composición de la fase polimérica:	
Abreviatura	Compuesto
<u>UDMA</u>	Uretanodimetacrilato
<u>TEGDMA</u>	Trietilenglicolmetacrilato

## **Fabricación del MMCIP**

Para fabricar el MMCIP<sup>2</sup>, se utiliza cerámica feldespática porosa presinterizada en densidades ajustables que debe ser acondicionada con un agente de unión, para ser infiltrada con polímero de enlaces cruzados compuesto por resinas e iniciador (uretildimetacrilato, trietilenglicoldimetacrilato y peróxido de dibenzoilo), resultando en una unión química entre la matriz cerámica y la red de resina cuya polimerización final es inducida por calor.

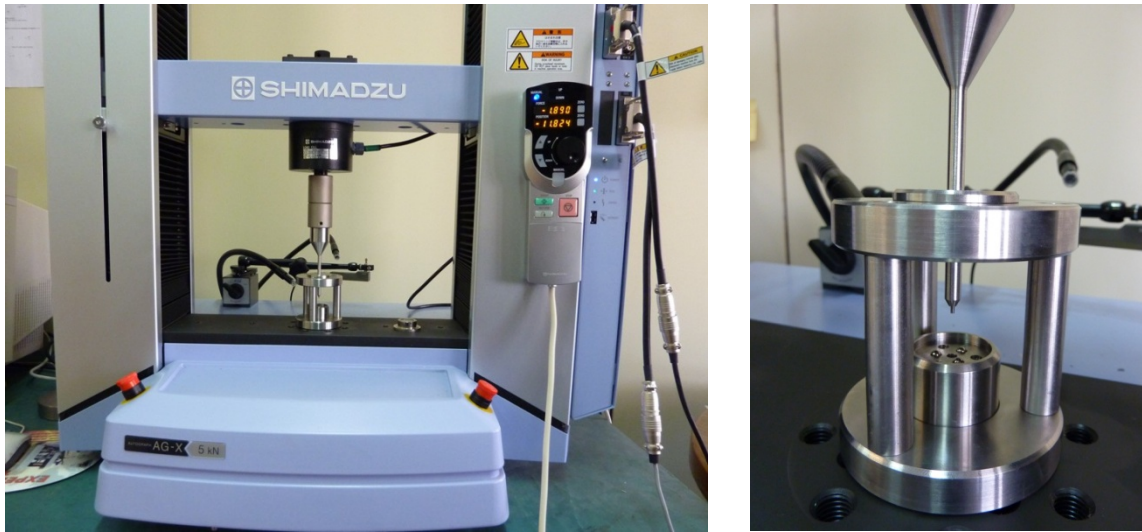
### **Elaboración de los especímenes.**



**Figura 2**

Para este estudio se utilizaron 10 bloques (17.5mm×14mm×12mm) VITA ENAMIC 3M2HT EM14 lote número 32980 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (Fig.1). De estos bloques se diseñaron 20 especímenes de entre 1.3 mm y 1.9 mm de espesor. Los cortes se realizaron utilizando una recortadora (MICROMET M, REMET, Bolonia, Italia) con disco de diamante de 0,76mm (Fig.2). Resina epóxica (EpoxiCure, Buehler, Estados Unidos) fue preparada mezclando cinco partes de resina base con una parte de endurecedor (EpoxiCure Hardener, Buehler, Estados Unidos). Las muestras que serían observadas en el microscopio y aquellas que serían sometidas a las pruebas de indentación, fueron embutidas en la mezcla y colocadas en un recipiente de silicona de forma cilíndrica durante 24 horas hasta que se produjo la polimerización completa.

## Flexión biaxial.

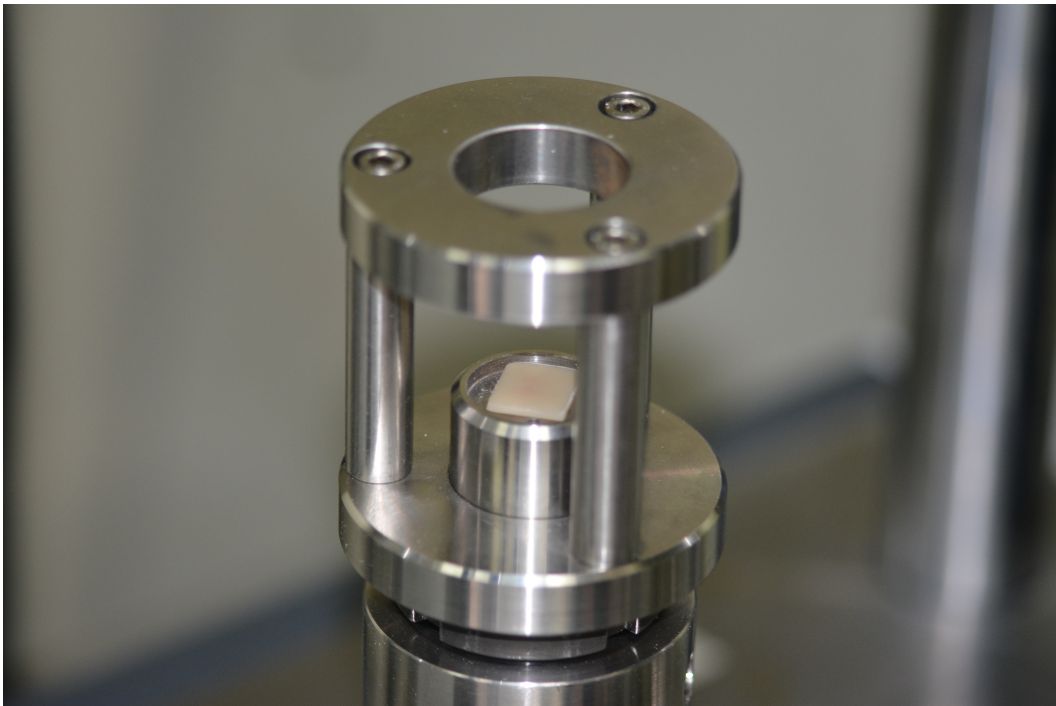


**Figura 3**

Los ensayos mecánicos de resistencia a la flexión biaxial se realizaron a temperatura ambiente ( $17^{\circ}\text{C}$ ) con una máquina de ensayos mecánicos Shimadzu, (Fig. 3) equipada con una célula de carga de 5 KN de fuerza máxima, de acuerdo con los estándares internacionales (ISO 6872)<sup>20</sup>. Se utilizaron 20 muestras plano paralelas con un espesor de entre 1.3 y 1.8 mm que se situaron de manera concéntrica sobre tres bolas de acero de 3.2 mm de diámetro, situadas a  $120^{\circ}$  en una circunferencia de 8.5 mm de diámetro (Fig.4). Las probetas se cargaron con un estilete plano de 1.2 mm de diámetro a una velocidad de aplicación de carga constante de 1 mm/min, hasta

que ocurriera la fractura. Esta prueba es el estándar para observar resistencia en las cerámicas, y se aplicó debido a que el MMCIP tiene un alto componente cerámico.

Para la determinación del módulo elástico, 5 probetas de geometría prismática (17 x 4 x 6 mm) fueron sometidas al examen. La velocidad de aplicación de carga fue constante, con un valor de 0.001 cm/min y la distancia de los apoyos inferiores fue de 14 mm.



**Figura 4**

## **INDENTACIÓN VICKERS**

Las muestras que serían sometidas a las pruebas de indentación, fueron embutidas en la mezcla de resina epóxica en proporción de 1:5 y colocadas en un recipiente de silicona de forma cilíndrica durante 24 horas hasta que se produjo la polimerización completa. El protocolo de pulido fue el mismo que mencionamos más adelante para las muestras observadas al microscopio.

Una de las técnicas más comunes en la caracterización de las propiedades mecánicas de los materiales cerámicos es el ensayo de microdureza Vickers. En este tipo de ensayo, un penetrador que consta de una punta de diamante de geometría piramidal con un vértice de  $136^\circ$  indenta la superficie pulida de la muestra por la aplicación de una carga. El indentador usado para la obtención de las medidas de dureza fue un LECO Hardness Tester modelo V100-A2 (LECO, CORPORATION, St, Joseph, Michigan, Estados Unidos)(Fig.5) Para cada muestra, se realizaron 25 indentaciones, por lo tanto se midieron las longitudes de 50 diagonales para obtener una media de valores representativos de la dureza del material. La carga usada fue de 5, 10, 20, 30 y 50 N, con un tiempo de aplicación de 10 segundos.



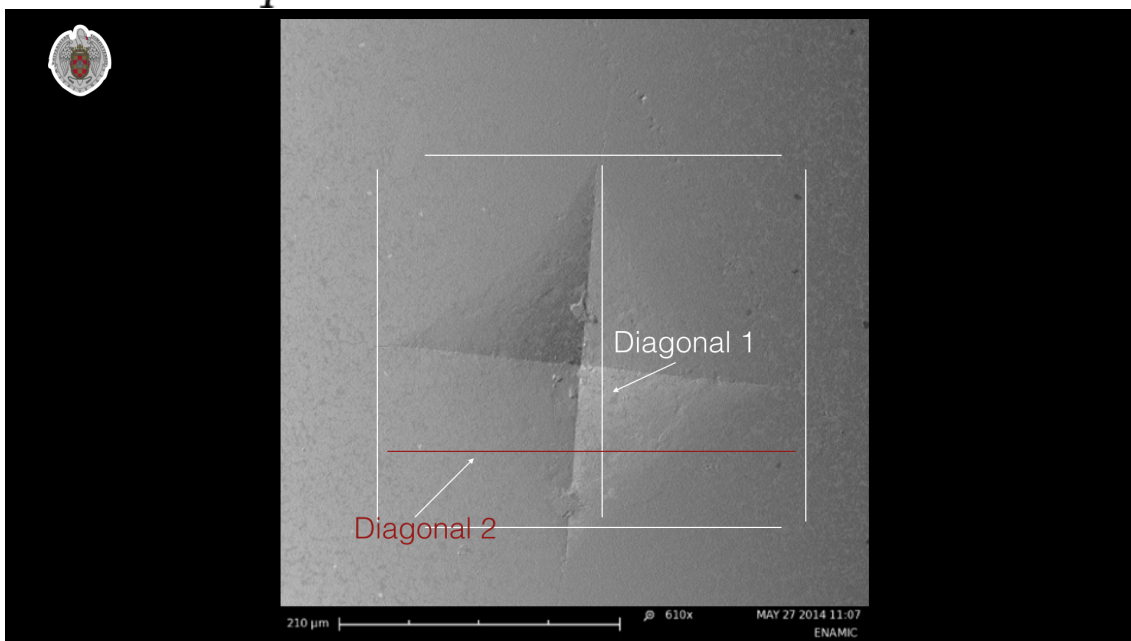
Los ensayos se realizaron siempre sobre superficies pulidas.



**Figura 5**

A la indentación se le realizó la medición de la diagonal 1 y la diagonal 2. (Fig.6) Luego se mide la grieta generada en cada diagonal y se aplica la fórmula:

$$HV = \frac{1,8544 \cdot F}{P^2}$$



**Figura 6**



## **CARACTERIZACION MICROSCÓPICA:**

Para la caracterización microestructural del MMCIP, se utilizaron 5 probetas de este material con el objetivo de identificar sus diferentes fases presentes y la morfología estructural, analizadas mediante microscopía electrónica. El equipo utilizado fue un microscopio electrónico de barrido de alta resolución (Phenom, BV, Eindhoven, Holanda). Las muestras se prepararon previamente conforme al siguiente protocolo:

1. Muestreo: Se eligieron las muestras más representativas, que no tuvieran imperfecciones ocurridas durante el cortado y embutido. Cualquier imperfección superficial fue corregida mediante un disco con abrasivo de diamante, lubricado continuamente para facilitar el corte y evitar el recalentamiento de la muestra y del disco.

2. Embutido: Se preparó resina epóxica (EpoxiCure, Buehler, Estados Unidos) mezclando cinco partes de resina base con una parte de endurecedor (EpoxiCure Hardener, Buehler, Estados Unidos). La muestras fueron embutidas en la mezcla y colocadas en un recipiente

de silicona de forma cilíndrica durante 24 horas hasta que se produjo la polimerización completa.

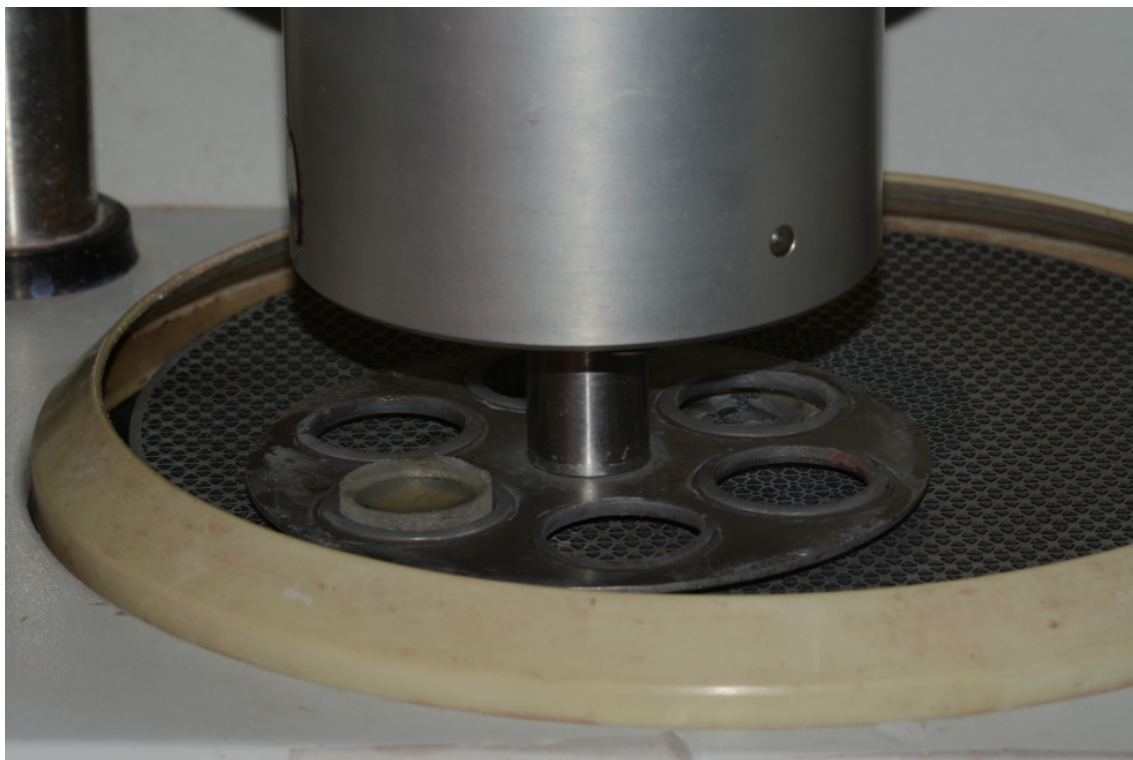
3. Desbastado: Para las muestras de este estudio con un valor de dureza inferior al SiC ( $H_v = 22$  GPa) se realizó un desbastado con papel de lija impregnado con carburo de silicio (Buehler SiC grinding paper). Se comenzó con un desbastado grosero de 80 grit, y se siguió una secuencia hasta un grit de 2500 (desbastado fino).

4. Pulido: El proceso se realizó en tres etapas con suspensiones que contienen cristales de diamante de 6, 3 y 1  $\mu\text{m}$ . Estos abrasivos de la casa STRUERS (Pederstrupvej 84DK2750 Ballerup, Denmark) , se aplicaron sobre paños de celulosa previamente lubricados con una mezcla comercial de alcohol y aceite. El tiempo de pulido fue de 30 minutos por muestra.

Los procesos de desbastado y de pulido se realizaron con una pulidora de la casa STRUERS, compuesta por un cabezal modelo RotoForce-4, provisto de un revólver giratorio con capacidad para 6 muestras, el cual controla la carga aplicada sobre éstas y el disco de pulido, acoplado a una plataforma con dos platos giratorios modelo

RotoPol-22, que permite controlar la velocidad de giro de los mismos.

(Fig. 7) Las muestras se limpiaron mediante un baño sónico con alcohol.



**Figura 7**

## **DIFRACCIÓN DE RAYOS X**

En este estudio se utilizó la técnica de rayos X para la identificación de las especies cristalinas de los materiales finales obtenidos. El difractómetro utilizado fue el BRUKER D8 (Östliche Rheinbrückenstr. 49 76187 Karlsruhe, Alemania) con unas

condiciones de trabajo de 30 mA de intensidad , con un paso de 0,02° por segundo, empleando la radiación K $\alpha$  del **cobre**,  $\lambda=1,5418 \text{ \AA}$ .

### **Módulo de Weibull**

En el presente estudio, una vez obtenidos los valores de resistencia en megapascuales (Mpa), éstos fueron ordenados en orden ascendente y se utilizó un protocolo de análisis basado en el programa Excel, mediante la guía “Microsoft Excel for Weibull Analysis”. Los resultados del módulo de Weibull se expresaron como el final de la pendiente en un solo valor.

### **Tratamiento de los datos.**

Los resultados fueron recopilados en una matriz de datos utilizando una hoja de cálculo del programa Microsoft Excel, (2010 Microsoft, Corporation, Estados Unidos) para Mac. Los datos fueron analizados estadísticamente en el programa SPSS 20.0 (IBM, España) Las pruebas para observar la normalidad de los datos fueron realizadas con el test para una muestra de Kolgomorov Smirnov.

Posteriormente se realizó la estadística inferencial a fin de establecer si existían diferencias estadísticamente significativas.

Todas las pruebas estadísticas se realizaron con un nivel de significación del 95% ( $\alpha = 0,05$ )

# **5. RESULTADOS**

En primera instancia se realizó un examen descriptivo de los datos mediante índices de tendencia central y de dispersión. Posteriormente se realizó un estudio estadístico inferencial. Los valores correspondieron a: resistencia, dureza y tenacidad. Los valores obtenidos en cuanto a la resistencia a la fractura se expresan en la tabla 3. Se realizó la prueba estadística de Kolgomorov-Smirnov para la comprobación de normalidad de los datos que se aprecia en la Tabla 4.

Tabla 3. Valores de resistencia a la fractura

Tabla 3. Valores de Resistencia a la Fractura			
Muestra	Fuerza (N)	Resistencia (Mpa)	Espesor (mm)
1	272	183	1,6
2	279	191	1,6
3	199	171	1,4
4	150	159	1,3
5	174	173	1,3
6	193	192	1,3
7	193	173	1,4
8	165	164	1,3
9	144	150	1,3
10	161	163	1,3
11	165	164	1,3
12	208	174	1,4
13	229	162	1,5
14	246	191	1,5
15	332	165	1,8
16	357	172	1,9
17	165	164	1,3
18	161	163	1,3
19	174	173	1,3
20	165	164	1,3

Tabla 4. Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra

Tabla 4. Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra			
	Fuerza (Newton)	Resistencia (Mpa)	Espesor (mm)
N	20	20	20
<b><i>PARÁMETROS NORMALES</i></b>			
Media	206,5563	170,6198	1,420
Desviación Típica	61,04714	11,24942	,1795
Absoluta	,203	,188	,298
<b><i>DIFERENCIAS MAS EXTREMAS</i></b>			
Positiva	,203	,188	,298
Negativa	-,155	-,122	-,252
Z de Kolmogorov-Smirnov	,908	,843	1,333
Sig. Asintót	,381	,476	,057

Tabla 5. Fuerza, Tensión de Rotura y espesor.

Tabla 5. Fuerza, Tensión de Rotura y Espesor			
Medidas	Fuerza (N)	T. Rotura (Mpa)	Espesor (mm)
Media	206	171	1,4
Desviación Típica	61	11,2	0,17
Mínimo	144	150	1,3
Máximo	357	192	1,9



**Tabla 6 Resultados de Dureza y Tenacidad**

Tabla 6. Resultados de Dureza y Tenacidad				
Número	Carga K	Muestra	Dureza H(GPa)	Tenacidad MPa√m
1	5k	1	2,0	0,7
2	5k	2	2,1	0,7
3	5k	3	2,1	0,7
4	5k	4	2,1	0,7
5	5k	5	2,1	0,7
6	10k	1	2,1	0,7
7	10k	2	2,1	0,8
8	10k	3	2,0	0,8
9	10k	4	2,1	0,7
10	10k	5	2,0	0,8
11	20k	1	2,0	0,9
12	20k	2	1,9	0,9
13	20k	3	1,9	0,9
14	20k	4	2,0	0,9
15	20k	5	1,9	0,9
16	30k	1	2,1	0,9
17	30k	2	2,0	0,9
18	30k	3	2,0	0,9
19	30k	4	2,1	0,9

20	30k	5	2,0	0,9
21	50k	1	2,1	1,0
22	50k	2	2,0	1,0
23	50k	3	1,9	1,0
24	50k	4	1,9	1,0
25	50k	5	1,9	1,0

**Tabla 7. Dureza. Prueba t para una muestra comparada con el valor dado por el fabricante.**

Prueba para una muestra						
Valor de Prueba= 2,5						
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medidas	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
<b>Dureza</b>	-30,250	24	,000	,48400	-,5170	-,4510

**Tabla 8. Tenacidad. Prueba t para una muestra comparada con el valor dado por el fabricante.**

Prueba para una muestra						
Valor de Prueba= 1,5						
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medidas	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
<b>Tenacidad</b>	28,8	24	,000	-,6480	-,6943	-,6017

## Difracción Rayos X.

Al realizar un análisis de difracción con rayos x, la imagen esperada era la de picos, característica de un material cristalino, debido a la mayor presencia de la fase cerámica, sin embargo se obtuvo un difractograma donde se observa la poca cristalinidad del material, con un típico espectro que presentan los materiales amorfos.

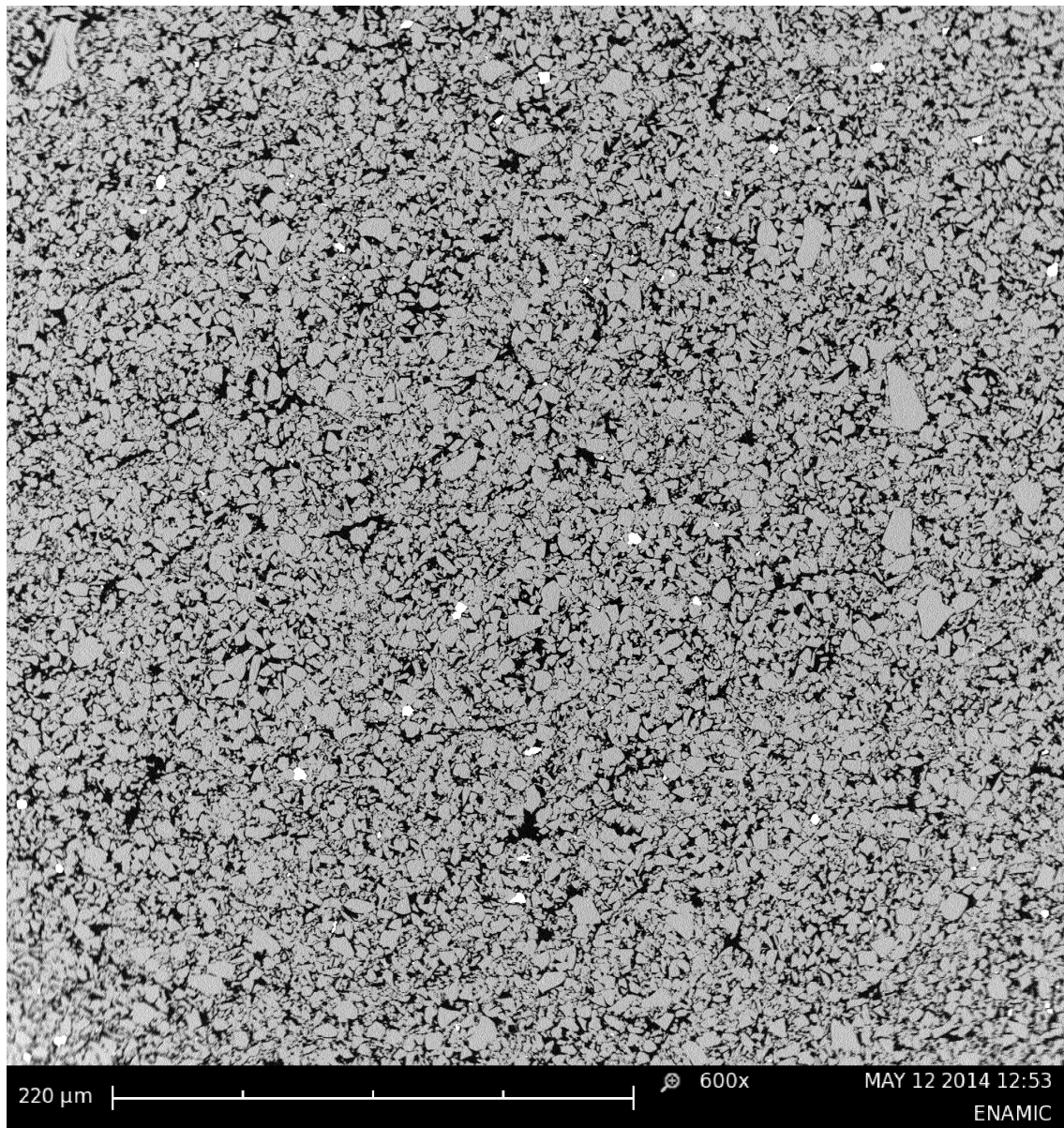
Luego del ordenamiento de los datos y la aplicación de la fórmula correspondiente ( $P_s = 1 - P_f = \exp[-(\sigma/\sigma_0)^m]$ ) se determinó el valor del Módulo de Weibull. (Tabla 9)

Tabla 9. Valor del Modulo de Weibull

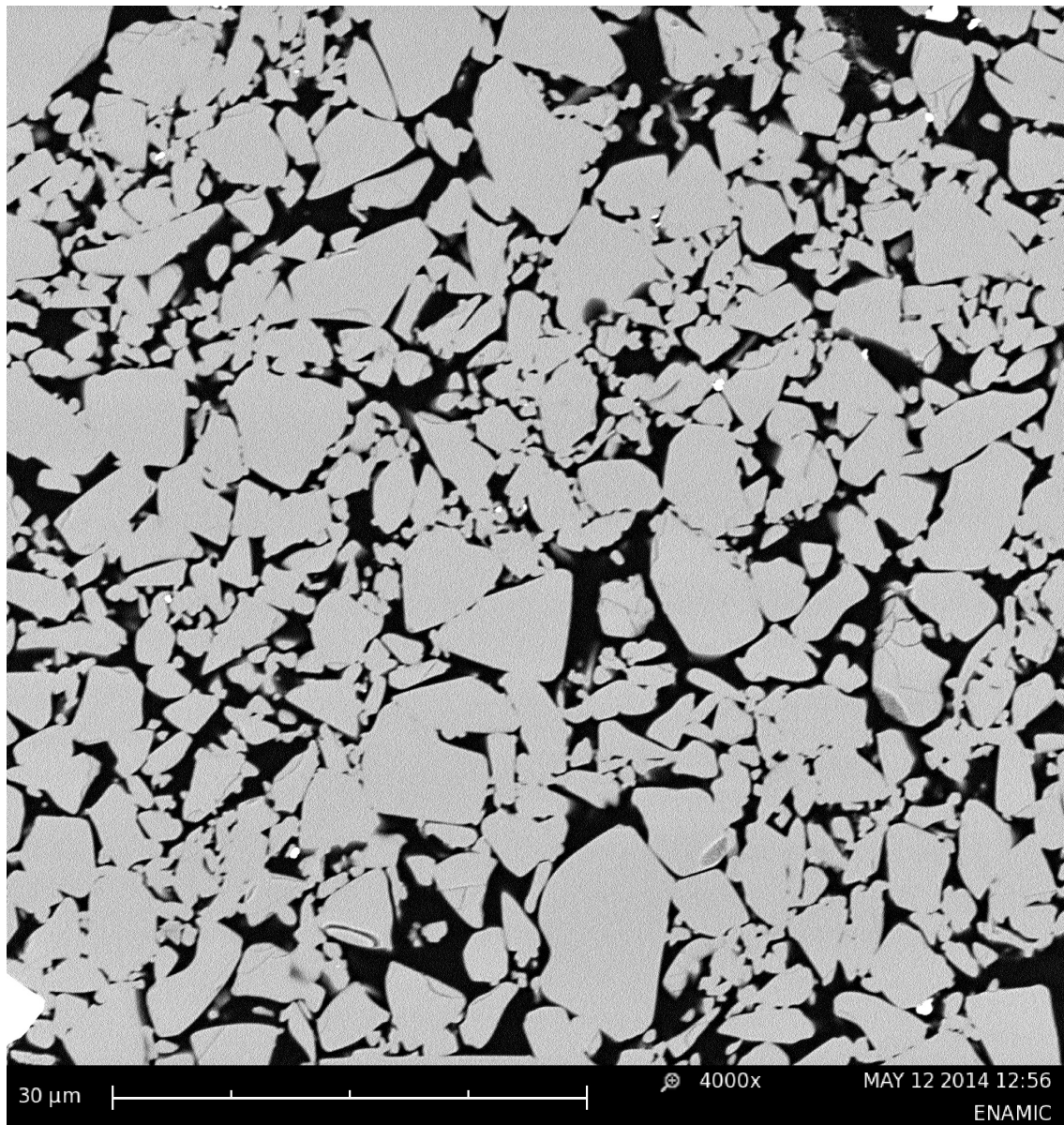
Tabla 9. Valor del Módulo de Weibull	
	Valor
Módulo de Weibull	22

## CARACTERIZACION MICROSCOPICA

Al analizar las muestras pulidas con el microscopio electrónico de barrido de alta resolución se pudo observar la presencia de la fase cerámica y la fase polimérica del MMCIP. La micrografía estructural cuantitativa determina la composición del material analizada en el microscopio electrónico de barrido. Existe una clara imagen de la circona presente, así como dos fases claramente visibles que son la red de polímero infiltrado y la matriz cerámica. La fase cerámica observada en color gris y la fase polimérica de color oscuro. (Fig. 8) La fase cerámica presentó cristales irregulares y sin observar espacios de polímero. El MMCIP se mostró con dispersión regular con un tamaño granular variable (Fig. 9) En la figura 13, a un aumento de 2900x con una escala de 40 $\mu$ , se puede observar un grano elongado, con una morfología acicular observado en algunos cortes de las muestras analizadas al microscopio. En las figura 11 y 12, se observa el paso de la superficie de fractura por la estructura del material, sin tener un comportamiento frenado por el componente cerámico. En la figura 14, se muestra la disposición de la matriz cerámica en cortes transversales.



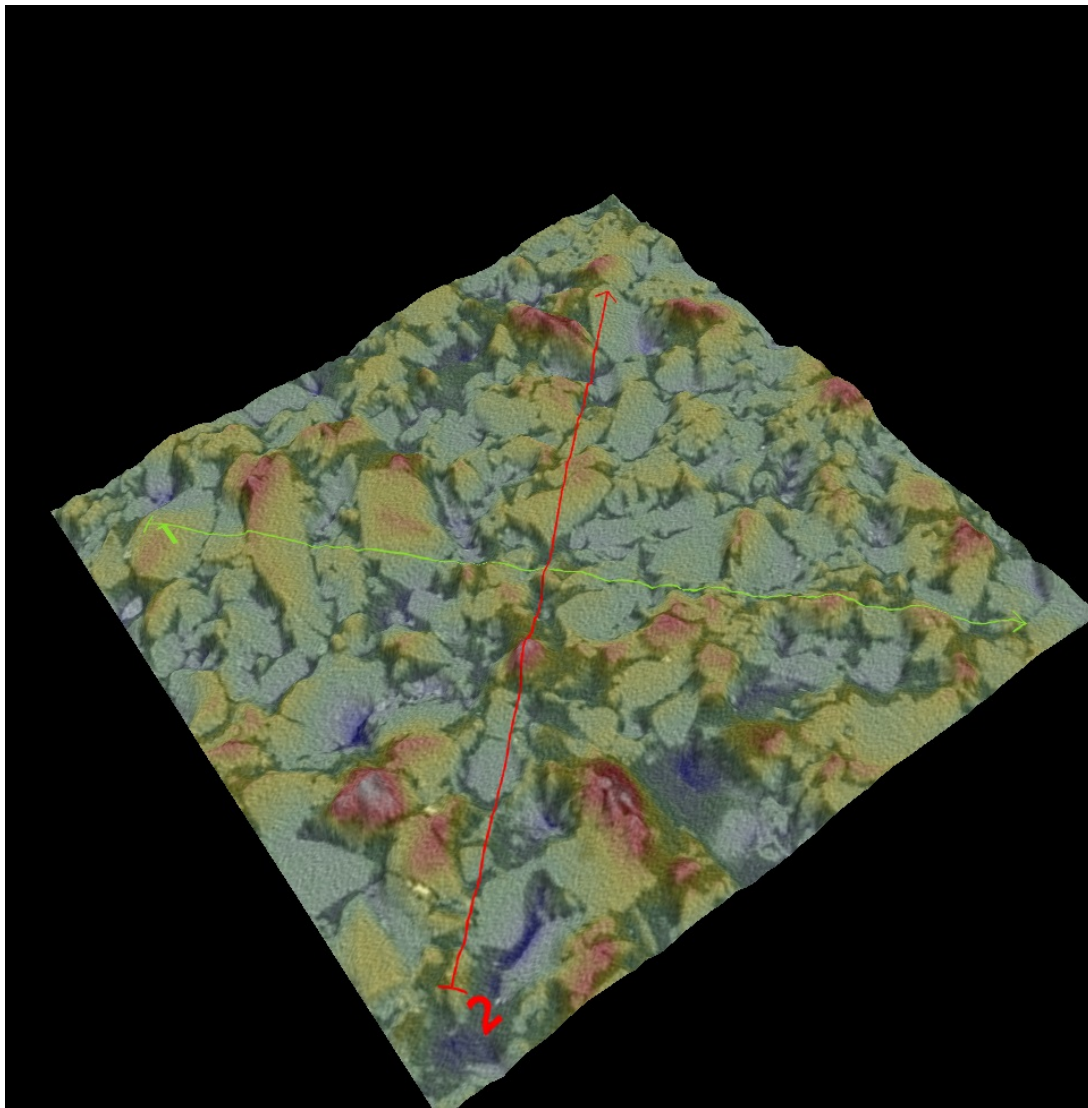
**Figura 8**



**Figura 9**

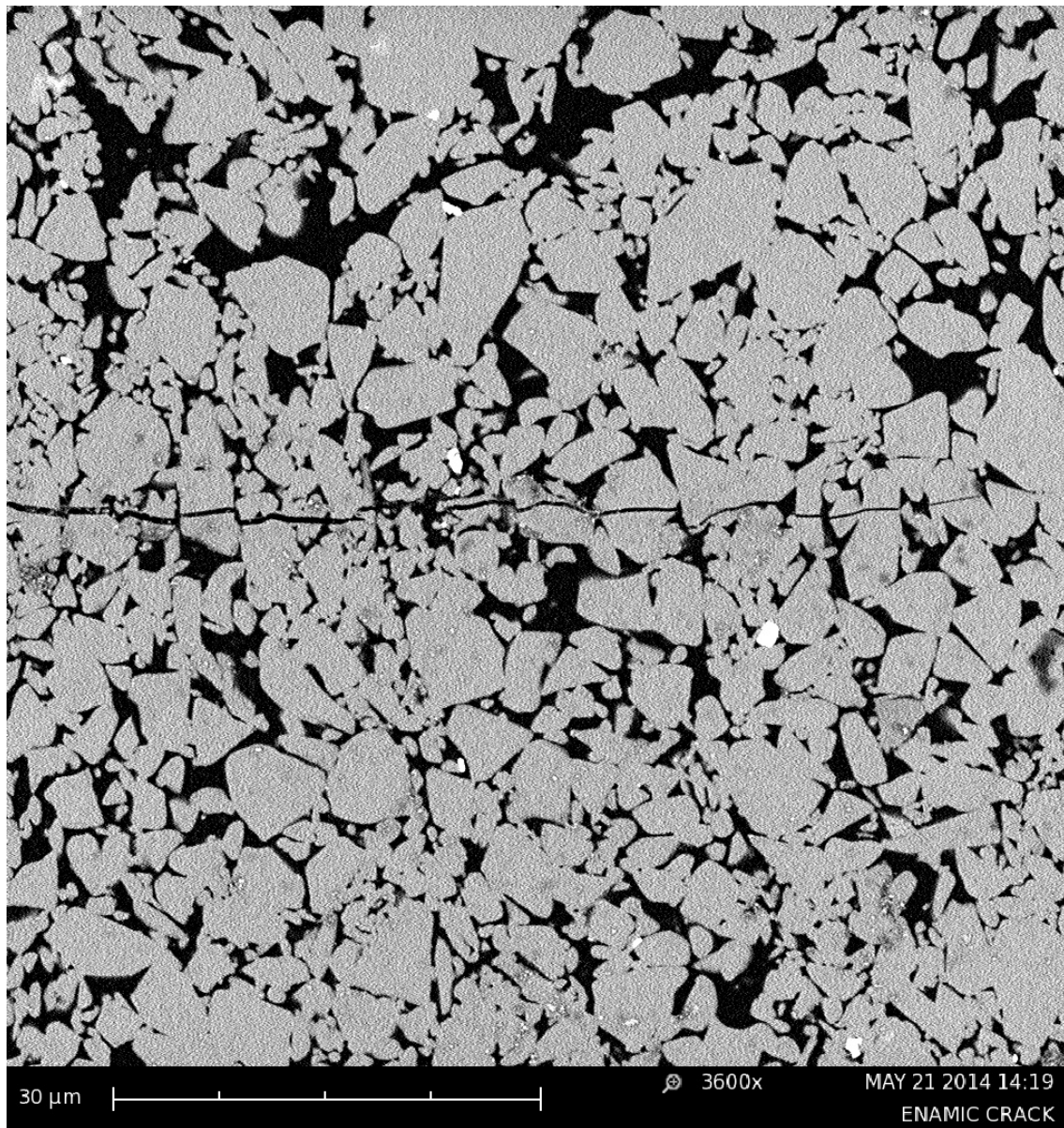
Al analizar la superficie de fractura con un programa de visión tridimensional (Phenom Prosuite, Phenom, Eindhoven, Holanda), se observa topográficamente una rugosimetría del mismo orden de que la que se encuentra en la superficie pulida, donde se observa que los granos de la fase cerámica tienen una disposición de rotura transgranular, en concordancia con lo observado en el

comportamiento frágil de la fractura del MMCIP. En el SEM en modo topográfico se observa la superficie de fractura presenta una topografía plana (Fig. 10). De esta misma imagen se analizó la rugosidad, mostrando una imagen tridimensional con una rugosidad máxima de 3 micras donde se pone de manifiesto que la rugosidad es muy baja. (Fig. 15)



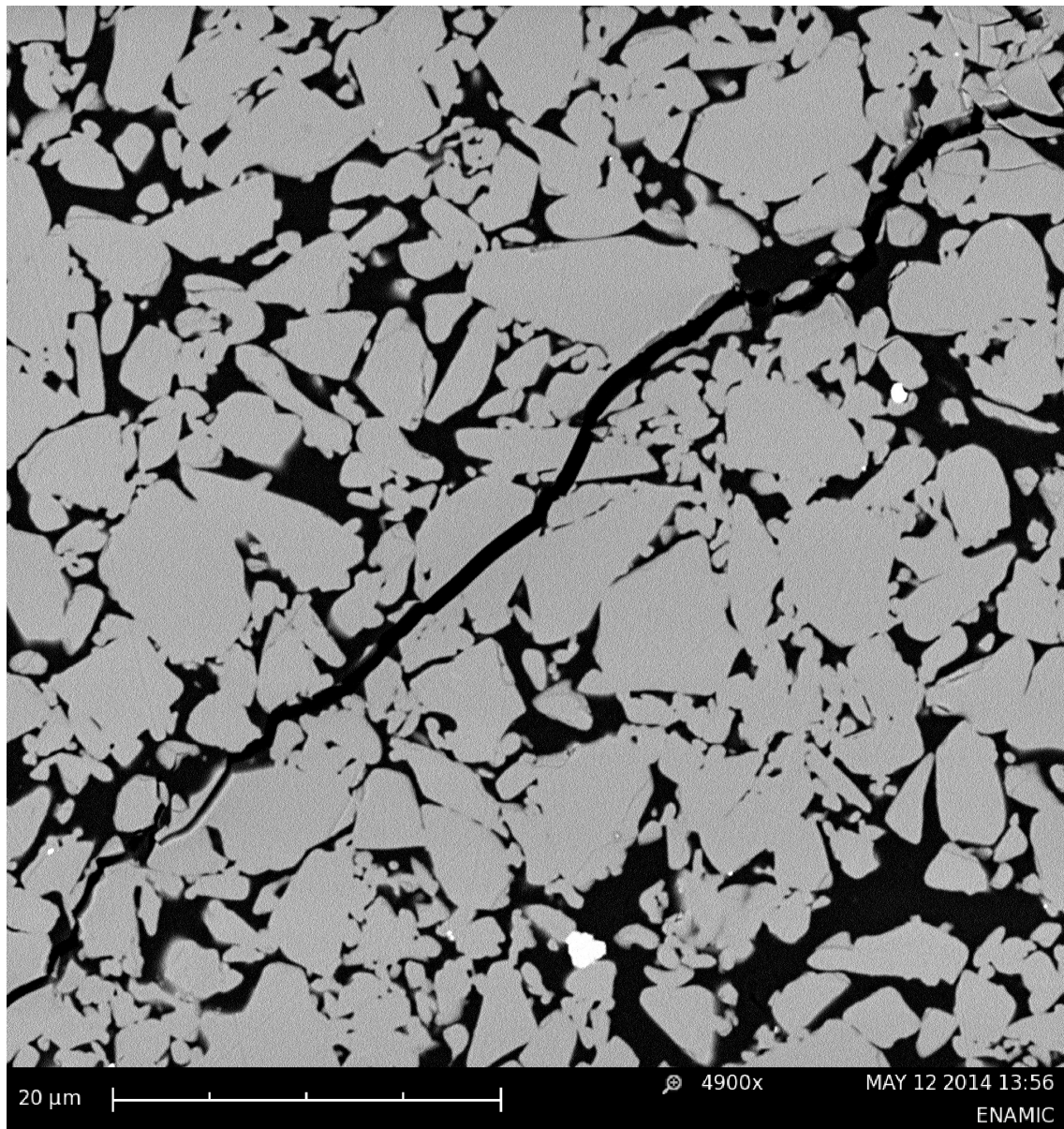
**Figura 10**



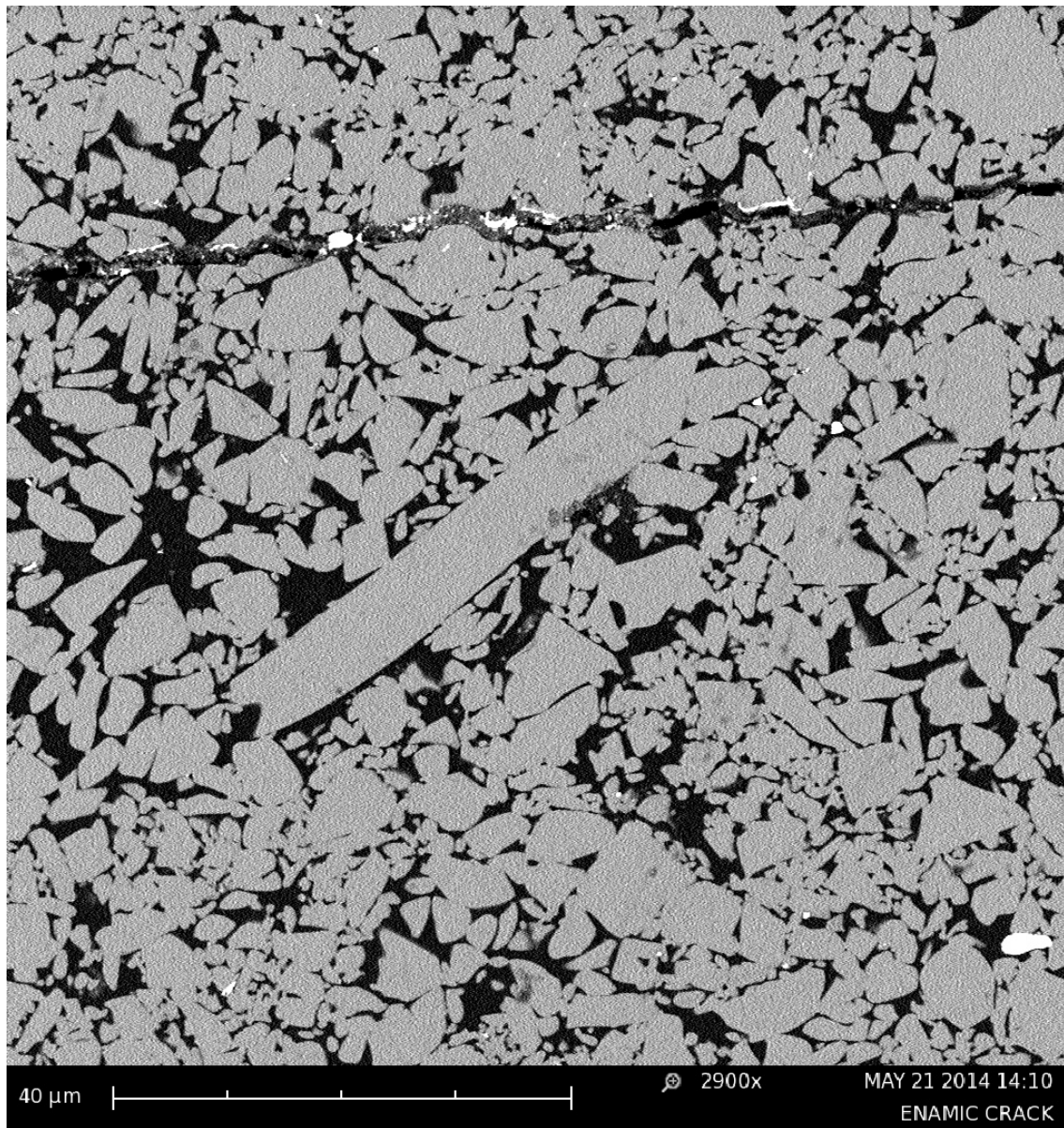


**Figura 11**

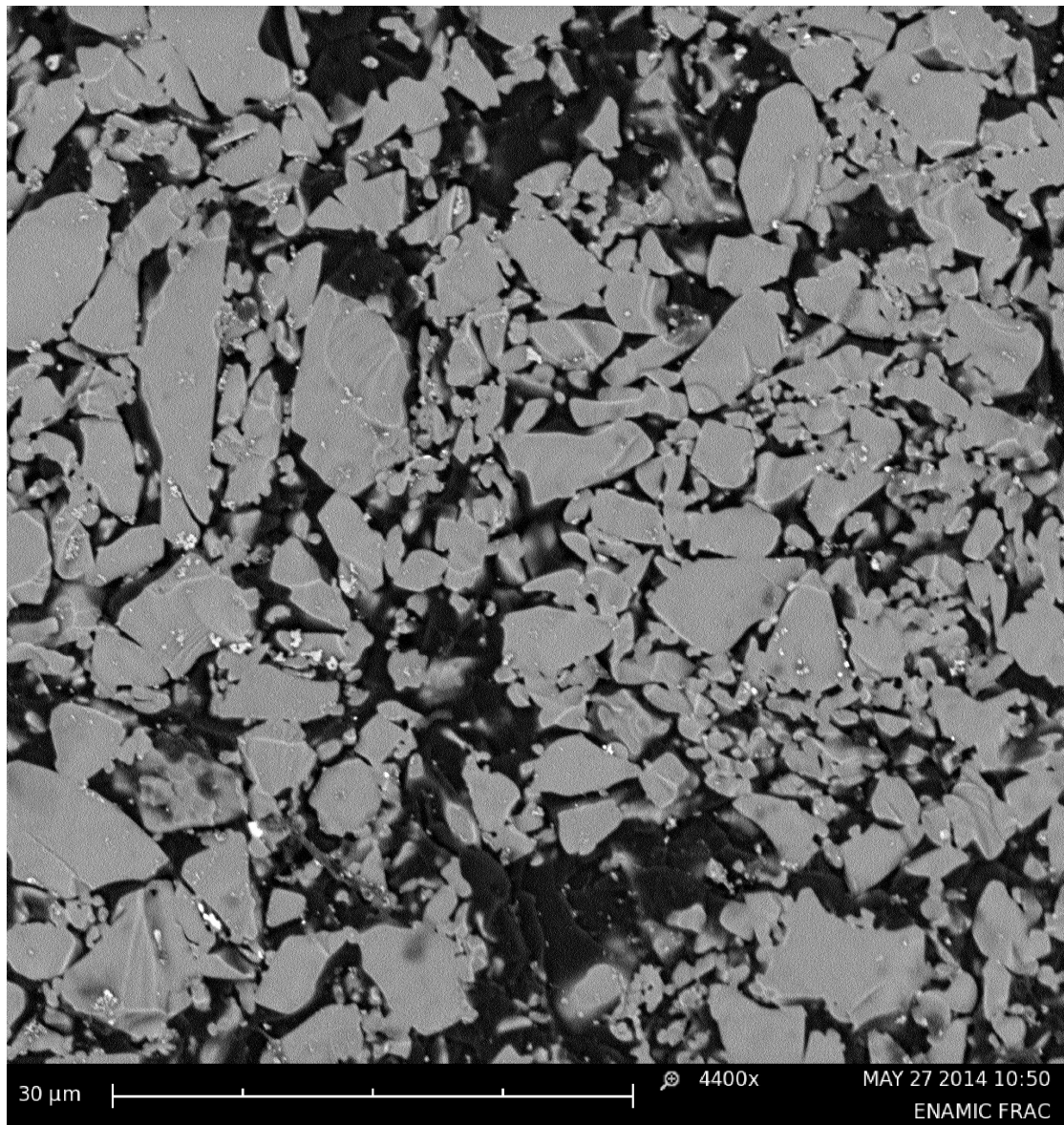




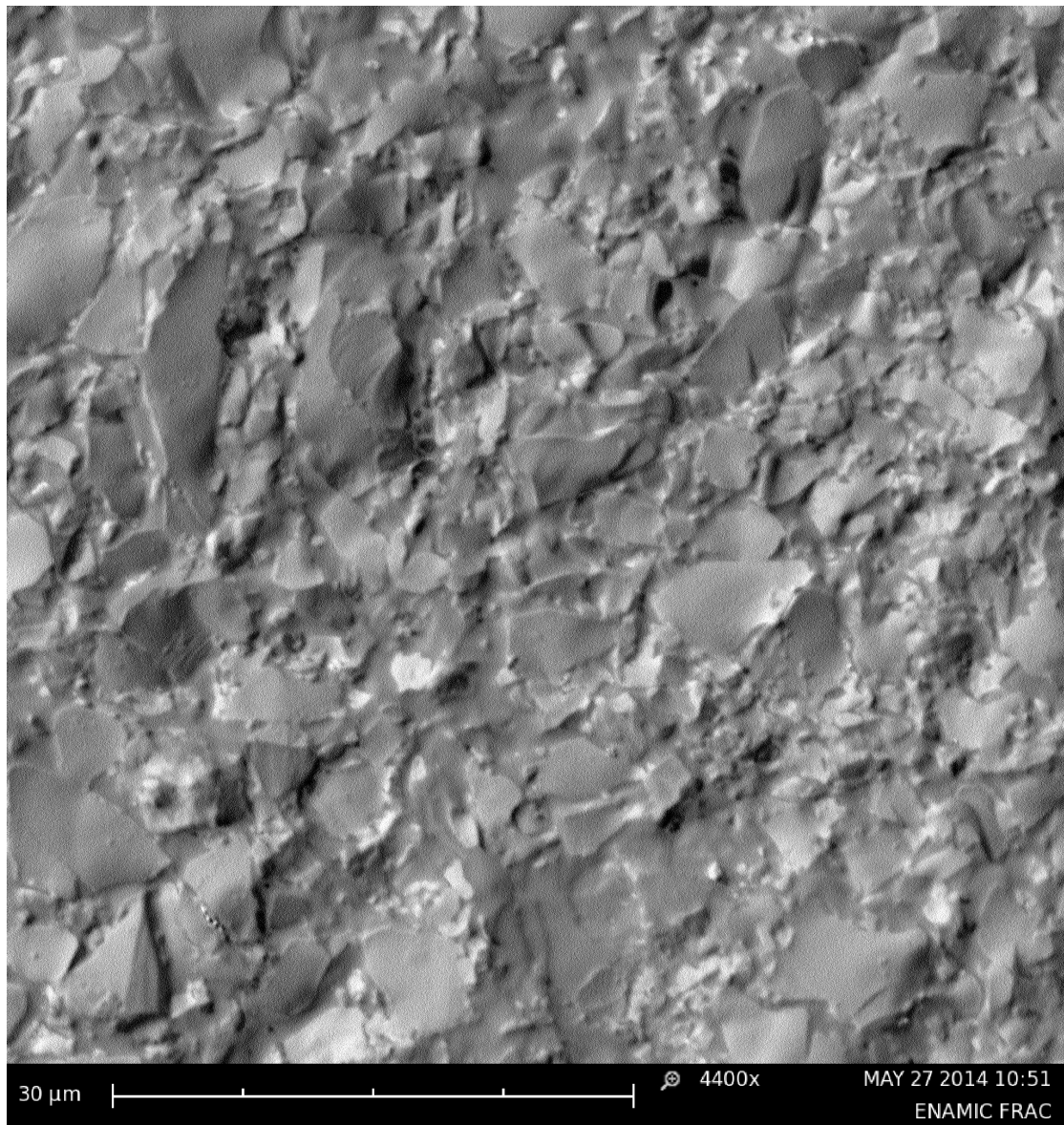
**Figura 12**



**Figura 13**



**Figura 14**



**Figura 15**



Tabla 10. Regresión lineal entre la resistencia a la fractura y el espesor de la muestra.

Tabla 10. Regresión Lineal entre la resistencia a la fractura y el espesor de la muestra.						
ANOVA <sup>a</sup>						
Modelo	Suma de Cuadrados	gl	Media Cuadrática	F	Sig.	
1	Regresión	198,399	1	198,399	1,619	,219 <sup>b</sup>
	Residual	2206,039	18	122,558		
	Total	2404,438	19			

COEFICIENTES <sup>a</sup>					
Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes Tipificados	t	Sig.
	B	Error tip.	Beta		
1	Constante	145,053	20,247	7,164	,000
	Espesor (mm)	18,005	14,151	,287	,219

# 6. DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue determinar los valores de las propiedades mecánicas del MMCIP y realizar la caracterización microscópica de este material. Las propiedades mecánicas analizadas fueron la resistencia a la fractura, dureza, tenacidad y el módulo de Weibull. Los resultados obtenidos para la resistencia a la fractura mostraron valores de 171 Mpa y estuvieron dentro de los rangos indicados por el fabricante en su reporte de datos incluidos en el informe técnico de lanzamiento del producto. Los resultados obtenidos en este estudio se comparan con aquellos obtenidos por el fabricante y por Hon Ge y Swain<sup>2</sup>, quienes realizaron un estudio de prototipos provistos por la casa fabricante en la que luego de las preparaciones de las muestras, consistentes en discos de un centímetro, analizaron el módulo de elasticidad, dureza, relación tensión-deformación y resistencia a la indentación. A la luz de los resultados, este material presentó valores de 30.14Gpa, 2.59Gpa y 1.72 Mpa m<sup>1/2</sup>, respectivamente. La importancia del material y su comportamiento biomecánico se basa en que la acción de las fuerzas de los contactos

oclusales se distribuye por una superficie mayor, reduciéndose así la intensidad de las cargas durante la etapa de la masticación. Al analizar el efecto del tamaño de la indentación, los autores destacan la similitud del MMCIP con el esmalte humano, ya que su estructura permite que las cargas pequeñas tengan pocas probabilidades de caer en la superficie infiltrada, y que dado el caso, también se soportarían por la cerámica subyacente; por otra parte si los esfuerzos caen en la superficie cerámica, la resiliencia del polímero infiltrada en la matriz absorbería las cargas provenientes del área de contacto. Esto provocaría un mecanismo de deflexión, que a su vez hace al MMCIP mucho más resistente a la fractura. En este estudio se observó que la indentación se presentó también en aquellas zonas infiltradas por el polímero, y que al caer en las superficies cerámicas la grieta se propagó igualmente sin encontrar mayores signos de resiliencia como se afirmó en los estudios mencionados<sup>40</sup>. La dureza no mostró diferencias estadísticamente significativas entre el valor obtenido en este estudio (2,01 GPa) y el enunciado por el fabricante (2,5 GPa). La grieta generada en los especímenes sometidos a las pruebas de resistencia a la fractura presentó un comportamiento lineal, donde la grieta ha pasado a través del componente cerámico sin que se haya opuesto resistencia, característico de los materiales frágiles que

muestran baja tenacidad (Fig.12). Respecto a la tenacidad del material no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los valores obtenidos ante cargas de 5, 10, 20, 30 y 50k (0,85 MPa√m) respecto a los datos expresados por el fabricante (1,5 MPa√m) y estuvieron en el rango de aquellos obtenidos en el estudio de Dalla Bona y cols. de 1.09 MPa m<sup>1/2</sup>. Si bien es cierto, y como se concuerda con el mencionado autor es muy difícil reproducir especímenes para el análisis provenientes de bloques en presentación comercial que cumplan con los requisitos establecidos en la norma de estandarización (ISO 6872:2008), debido a que los bloques vienen en medidas específicas predeterminadas para ser fresados, por lo que en este estudio se utilizaron dimensiones calculadas en base a estudios previos<sup>13,14</sup>. referentes a las pruebas de flexión en tres puntos. Con esta consideración también estos resultados deberían ser tomados con precaución pues las condiciones pueden provocar variaciones en los valores de tenacidad, como las presentadas en otros estudios debido a distintas configuraciones de los especímenes de este mismo material<sup>4,15</sup>, en los cuales se obtuvieron valores de tenacidad más altos de 1,46 y 1,8 MPa m<sup>1/2</sup>



Hon Ge y cols mencionan tres destacables ventajas del material:

1) Estabilidad dimensional del producto final debido a que su disposición hace innecesarios pasos adicionales de sinterización en el horno. 2) Dureza reducida, que lo hace más noble frente al antagonista y más rápidamente fresable. 3) Capacidad de absorber los esfuerzos masticatorios y distribuir las fuerzas. La estabilidad dimensional viene dada en los bloques fabricados por lo cual, salvo alguna modificación del diseño la restauración final no debería sufrir alteraciones. En nuestro estudio la huella dejada por el material ante la carga de 50k fue de similares características a la obtenida en el trabajo de Dalla Bona y col. Al realizar las mediciones de las huellas se obtuvieron valores altos que reflejaban la poca resistencia al rayado que podría estar relacionado con el hecho de que el MMCIP, clasificado por Coldea dentro de los composites como una resina de fase entrecruzada<sup>5</sup>, aprovecha las ventajas de la resina como la resistencia flexural, la resiliencia, y el menor desgaste de la superficie antagonista. Su composición además, atenuaría desventajas como la disminuida resistencia al desgaste y la inestabilidad cromática en el tiempo. En un estudio<sup>8</sup>, donde fueron evaluadas y comparadas la resistencia flexural así como la degradación del MMCIP con daño inducido con otros materiales, como el feldespató, circona y disilicato de litio, el MMCIP

fue el material más resistente a la indentación ante cargas progresivas, mientras que la circona fue el material con mayor susceptibilidad al daño. En nuestro estudio las diferencias obtenidas fueron básicamente ante las mayores cargas de 50k, donde las huellas tenían longitudes que claramente mostraban la tendencia a la propagación de la línea de fractura del material. En otro artículo, Coldea<sup>4</sup> destaca la densidad intermedia entre la composición de las resinas y las cerámicas y la alta resistencia a la fractura del MCIP aún en espesores mínimos desde 0.2 mm a 0.5 milímetros. (lo que conllevaría realizar preparaciones mínimamente invasivas). Esto se corroboró también en nuestro estudio al realizar una prueba de regresión lineal donde no se encontró relación entre el espesor de la muestra y la resistencia obtenida. En este estudio el rango del espesor de las muestras estuvo dentro de la norma para el análisis de materiales con componentes cerámicos ISO 6872:2008. Es interesante mencionar que en nuestro estudio no se pudo determinar la correlación entre el espesor de la muestra y la resistencia a la fractura (tabla 10), por tanto no se requerirían espesores mayores para lograr mayor resistencia pues esto se explicaría por una mayor tolerancia ante el daño catastrófico del MMCIP. Esto también se reportó en referencia a materiales cerámicos en los cuales no existía correlación entre el espesor y la resistencia.<sup>35</sup>

Se debería ser cuidadoso al indicar este material para restauraciones completas como coronas de espesor mayor a 2 mm pues el material tiende a comportarse de manera frágil. Según el fabricante, el módulo de elasticidad de este material está en un rango de 16.4 a 28.1 GPa. En este estudio el valor del módulo elástico obtenido fue de 30 GPa. Lo que permitiría recomendarlo como material dental restaurador al estar posicionado en el rango de la dentina humana, comparado con materiales como el disilicato de litio, la cerámica feldeespática y el dióxido de circonio<sup>37</sup>, que presentan mayores valores. Esto sumado a los valores de los actuales cementos adhesivos, proyecta una distribución uniforme las cargas masticatorias sobre los dientes involucrados. Menciona también que es un material con fragilidad disminuida comparado con la cerámica, y que lo hace más rápidamente fresable. En este sentido, el fabricante indica que se pueden maquinar 132 restauraciones en una talladora CEREC In Lab MCXL (Sirona, Alemania) antes de cambiar de fresas (mayor cantidad comparada a los otros materiales) y que sus tiempos de tallado son menores al compararlos con bloques de disilicato de litio, dióxido de circonio y feldeespato.

Existe un estudio<sup>22</sup> en el cual los autores encuentran una falta de consenso sobre la confiabilidad de la norma ISO 6872:2008, en las pruebas de resistencia a la flexión sobre tres puntos en varios estudios realizados<sup>38,39</sup>, por lo que mencionan la utilidad de realizar un análisis del módulo de Weibull, sin embargo su aplicabilidad podría ser cuestionada en materiales híbridos con un alto componente de resina, que puede provocar una deformación viscosa previa a la falla catastrófica. Sin embargo nosotros hemos realizado el estudio del módulo de Weibull debido al mayor componente cerámico del material estudiado. La norma ISO 6872:2008 para los materiales cerámicos establece que aquellos materiales que sobrepasen los 100 Mpa de resistencia flexural cumplen con los requerimientos establecidos para su desempeño clínico.<sup>23</sup> El MMCIP efectivamente cumple con este requisito de forma similar a los materiales cerámicos estudiados en bloques disponibles para sistemas cad-cam. El módulo de Weibull obtenido en nuestro estudio obtuvo un valor de 22, cercano al valor de 20 que presentó el fabricante en la hoja técnica. El módulo de Weibull proporciona una medida de la fiabilidad del material que no puede describirse suficientemente mediante la mera indicación de la resistencia a la flexión. Los valores menores atípicos, que se deben a fallos del material, se incluyen y se relativizan en el cálculo de la

resistencia a la flexión. No obstante, determinan la fiabilidad y la probabilidad de supervivencia del material. Cuanto más elevado es el módulo de Weibull, mayor es la fiabilidad. Por tanto, si nos atenemos a un estudio existente en el cual se comparan valores del Módulo de Weibull obtenidos con distintos materiales cerámicos, el MMCIP es un material muy fiable pues presenta un valor sorprendentemente alto.<sup>24</sup> El método de fabricación, ya sea mediante CAD/CAM o por prensado no tiene incidencia en la resistencia flexural.<sup>25</sup>

En un reciente artículo<sup>27</sup>, Mormann y colaboradores realizan un análisis de la superficie de desgaste a dos caras y posterior al cepillado de los materiales maquinados estéticos más utilizados en la actualidad. El material MMCIP mostró una pérdida de brillo un 26% menos que el esmalte humano luego del cepillado; y presentando un desgaste similar al de los composites y polímeros acrílicos. Los autores mencionados concuerdan también en el hecho de que se combinan las propiedades mecánicas de las cerámicas<sup>32</sup> y las resinas, y enfatiza su similitud con las propiedades mecánicas del diente humano, posicionándolo entre la resina<sup>36</sup> y la cerámica feldespática por un lado, y por otro, entre la dentina y el esmalte. Este autor sugiere también que en relación al termociclado, los valores del coeficiente de expansión térmica, el

MMCIP permanece en el rango entre las cerámicas ( $8.8 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ) y el diente natural (esmalte,  $10 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ) dentina ( $11.4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ). Este material también es mencionado por el autor como un elemento que mantiene el brillo luego de las pruebas de cepillado, si bien es cierto menor a las cerámicas pero que esta en relación con los composites de nanorelleno y superando a los polimetilmetacrilatos. La inclusión de la fase polimérica podría dar al MMCIP la ventaja de provocar un menor desgaste de la superficie antagonista como lo demuestra un estudio realizado con materiales exclusivamente poliméricos.<sup>28</sup> En un estudio<sup>26</sup> clínico sobre el comportamiento del material con seguimiento a un año y medio, con restauraciones realizadas con espesores de entre 0,5 y 1,5 mm no se observó desgaste de la superficie antagonista natural, ni decoloraciones pero si acumulación de placa en los márgenes de la restauración. Las coronas realizadas con materiales poliméricos han sido reportadas en la bibliografía como una opción para el tratamiento de pacientes jóvenes<sup>30,33</sup>.

Entre las propiedades ópticas de los materiales restauradores fresados, existe una referencia en la que no se ha utilizado ENAMIC, pero si otros materiales plásticos, en la cual se destaca que materiales

de alta densidad ofrecen una potencial ventaja estética por su capacidad de transmisión de luz, fluorescencia y translucidez.<sup>6</sup> De este enunciado, se podría desprender la hipótesis de que este material al tener también gran densidad de sus partículas cerámicas, tendría excelentes propiedades ópticas. Sin embargo la densidad de este material en este estudio no ha mostrado ser uniforme presentando dispersión entre las partículas componentes de la fase cerámica, por lo que su característica óptica tiende a la opacidad. Un artículo presentado en 2013<sup>29</sup>, señala al MMCIP como una opción estética para coronas anteriores aún colocando un sellante polimérico como para otorgarle el brillo final, ya que no admite cocciones posteriores al fresado. Señalando utilidades novedosas del MMCIP, Lee Hong He, afirma que este material presenta un módulo de elasticidad similar al de la dentina como material de elaboración de modelos preclínicos para la práctica preprofesional de los estudiantes de odontología, debido a que el estudiante se familiariza de entrada con la resistencia del material al tallado, similar a lo que ocurre con la pieza dentaria natural<sup>5</sup>. Este hallazgo es confirmado por el resultado obtenido en nuestro estudio respecto al módulo elástico. Otra utilidad lo señala como un material apropiado para restauraciones sobre implantes debido a su capacidad para distribuir las cargas de manera uniforme.<sup>2</sup>

Sería interesante analizar la presencia de este tipo de morfologías y cuestionarse si podrían mejorar el comportamiento mecánico de la fase cerámica del material. La fase cerámica preponderantemente estuvo conformada por leucita de origen feldespático. Al analizar la superficie de fractura con un programa de visión tridimensional (Phenom Prosuite, Phenom, Eindhoven, Holanda), se observó topográficamente una rugosimetría similar a la que se encuentra en la superficie pulida, donde se observa que los granos de la fase cerámica tienen una disposición de rotura transgranular, en concordancia con lo observado en el comportamiento frágil de la fractura del MMCIP. En el SEM en modo topográfico se observa la superficie de fractura presenta una topografía plana. De esta misma imagen se analizó la rugosidad, mostrando una imagen tridimensional con una rugosidad máxima de 3 micras donde se pone de manifiesto que la rugosidad es muy baja. La micrografía observada en el artículo de Dalla Bona concuerda con la que fue realizada en el presente estudio al presentar circona y dos fases claramente manifiestas del polímero infiltrado y la matriz cerámica. En la literatura se reportaron también usos para restauraciones temporarias a largo plazo con materiales poliméricos<sup>31</sup>. Al tener una fase cerámica y una fase polimérica el MMCIP podría presentar la posibilidad de ser aplicado para tal utilidad.



# **7. CONCLUSIONES**

1.- La caracterización ultraestructural de ENAMIC® mostró un patrón microscópico compatible con el de un material híbrido cerámico-plástico, del que cabría esperar dos fases con distintas conductas ante las cargas.

2.- Los valores expresados en los resultados de este estudio referentes a las propiedades mecánicas de ENAMIC® no difieren significativamente de los obtenidos por el fabricante. Resaltamos que los análisis realizados en este estudio se realizaron sobre bloques en presentación comercial, a diferencia de lo realizado por el fabricante en bloques diseñados específicamente para el experimento.

3.-ENAMIC® es un material híbrido que presenta una red interconectada de cerámica (leucita) con componentes poliméricos que se comporta como un material frágil. El valor del módulo elástico

similar al de la dentina brinda propiedades mecánicas prometedoras. Sin embargo la incorporación de la fase cerámica otorga a este material características en las cuales la resistencia no se ve necesariamente mejorada.

Por otra parte, el material presenta una superficie susceptible de ser pulida, con el riesgo de que al sobrepasar al pulido más fino puede ser rayada irreversiblemente. Su indicación clínica parecería estar bien fundamentada para realizar restauraciones parciales como inlays, onlays y carillas anteriores.

4) A la luz de los resultados obtenidos, se hacen necesarias investigaciones adicionales del comportamiento clínico del material y su comparación con materiales diseñados para las mismas indicaciones.

# 8. BIBLIOGRAFÍA

1. Análisis internos, Dpto. de I+D de VITA: VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG Departamento de Investigación y Desarrollo, Química inorgánica Spitalgasse 3, 79713 Bad Säckingen Dr. Enno Bojemüller, jefe de área de Química inorgánica del departamento de I+D, Bad Säckingen (Alemania) Andrea Coldea, ingeniera, Desarrollo de materiales, I+D en Química inorgánica, Bad Säckingen (Alemania) Dr. Norbert Thiel, jefe del área de Química inorgánica en el departamento de I+D, Bad Säckingen (Alemania) Actualización: 11.13
2. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramicdental material. Dent Mater. 2011 Jun;27(6):527-34.
3. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dent Mater. 2013 Apr;29(4):419-26.
4. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltratedceramic- network material. Dent Mater. 2014 May;30(5):564-9.
5. Kelly JR. Perspectives on strength. Dent Mater 1995;11:103-10.
6. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. Dent Mater 1995;11:142-46.
7. Kahler B, Kotousov A, Swain MV. On the design of dental resin-based

- composites: a micromechanical approach. *Acta Biomaterialia* 2008;4:165– 72
8. Godoy, L. Análisis del efecto del fresado y pulido en la rugosidad y resistencia mecánica de distintas superficies mecánicas. Universidad Complutense de Madrid. Madrid, 2014.
  9. «Métodos de difracción de rayos X». *Curso de cristalografía*. Universidad Nacional de Educación a Distancia, Facultad de Ciencias.
  10. Huang CW, Hsueh CH. Piston-on-three-ball versus piston-on-ring in evaluating the biaxial strength of dental ceramics. *DentMater*.2011Jun;27(6):e117-23.
  11. Freese CE, Baratta FI. Single edge-crack stress intensity factor solutions. *Eng Fracture Mech* 2006;73:616–25.
  12. Baratta FI, Fett T. Effect of load and crack misalignment on stress intensity factors for bend-type fracture toughness specimens. *J Test Eval* 2000;28:96–102.
  13. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res* 2014;93:62–7.
  14. Calderón V; Nanocristales hidrotermales de vanadatos tetragonales. Morfología y optimización de su *upconversion*. *Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid, Instituto de Ciencias de los Materiales*. 2014
  15. C. Hammond, “The basics of crystallography and diffraction”, 3a edición, New York, International Union of Crystallography, Oxford University Press, 2009.
  16. R. E. Dinnebier, S. J. L. Billinge, “Powder diffraction: Theory and Practice”,

- Royal Society of Chemistry, Cambridge, 2008.
17. H. M. Rietveld, "A profile refinement method for nuclear and magnetic structures, J. Appl. Crystallog. 2 65-71 (1969).
  18. Albakry et al. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent 2003;89:374-80
  19. Sadighpour et al. In vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. Journal of Dentistry. (2006; Vol. 3, Number 3)
  20. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. Clin Oral Investig. 2013 Jun; 17(5):1407-13.
  21. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent. 2007 Nov;98(5):389-404. Review.
  22. Kumar N. Inconsistency in the strength testing of dental resin-based composites among researchers. Pak J Med Sci. 2013 Jan;29(1):205-10.
  23. Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. Am J Dent. 2013 Oct;26(5):255-9.
  24. Sedda M, Vichi A, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 2: Outsourcing materials. Am J Dent. 2014 Feb;27(1):17-22.
  25. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering

- porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and Weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*. 2012 Jul;21(5):353-62.
26. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*. 2013 Sep 6;7:118-22.
27. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Apr;20:113-25.
28. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*. 2013 May;109(5):325-32.
29. Reich S, Fiedlar K. Cerec anterior crowns: restorative options with monolithic ceramic materials. *Int J Comput Dent*. 2013;16(4):295-315.
30. Alonso V, Caserio M. A clinical study of direct composite full-coverage crowns: long-term results. *Oper Dent*. 2012 Jul-Aug;37(4):432-41.
31. Guth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2012;24:310-8.
32. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig*. 2012;16:935-43.
33. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance

- quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations.  
Clin Oral Investig. 2010;14:441–58
34. Barkmeier W, Erickson R, Latta M, Wilwerding T. Wear rates of resin composites. Oper Dent. 2013;38(2):226–33.
  35. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2007;97:25–31.
  36. Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. J Oral Rehabil. 2010;37:364–76.
  37. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics: official publication of the Academy of Dental Materials. Dent Mater. 2004;20:449–56.
  38. Lohbauer U, Muller FA, Petschelt A. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials: official publication of the Academy of Dental Materials. Dent Mater. 2008;24:250–6.
  39. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007;98:120–8.
  40. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. J Mech Behav Biomed Mater. 2013Oct;26:34–42.

